

PCT/FR03/01333

23 MAI 2003

03 JAN 2005

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 22 MAI 2003

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

DOCUMENT DE PRIORITÉ

PRÉSENTÉ OU TRANSMIS
CONFORMÉMENT À LA
RÈGLE 17.1.a) OU b)

BEST AVAILABLE COPY

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis, rue de Saint Petersburg
75800 PARIS cedex 08
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23
www.inpi.fr



26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



N° 11354*01

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 1/2

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

08 540 W 720599

Réservé à l'INPI

REMISE DES PIÈCES

DATE **2 JUIL 2002**

LIEU **75 INPI PARIS**

N° D'ENREGISTREMENT

0206248

NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI

DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE

02 JUIL 2002

PAR L'INPI

Vos références pour ce dossier

B 3406

(facultatif)

1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE
À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE

CABINET SAUVAGE

65, boulevard Soult

75012 PARIS

Confirmation d'un dépôt par télécopie

☐ N° attribué par l'INPI à la télécopie

2 NATURE DE LA DEMANDE

Cochez l'une des 4 cases suivantes

Demande de brevet

☒

Demande de certificat d'utilité

☐

Demande divisionnaire

☐

Demande de brevet initiale

N°

Date / /

ou demande de certificat d'utilité initiale

N°

Date / /

Transformation d'une demande de
brevet européen *Demande de brevet initiale*

☐

N°

Date / /

3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)

Procédé de cambrage temporaire d'une pièce souple en calotte sphérique, tel qu'un implant intra-oculaire pour le traitement de la presbytie et produits correspondants

4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ
OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE
LA DATE DE DÉPÔT D'UNE
DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE

Pays ou organisation

Date / /

N°

Pays ou organisation

Date / /

N°

Pays ou organisation

Date / /

N°

☐ S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»

5 DEMANDEUR

☐ S'il y a d'autres demandeurs, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»

Nom ou dénomination sociale

MICHEL

Prénoms

François

Forme juridique

N° SIREN

Code APE-NAF

Adresse

Rue

3 Place des Arts

Code postal et ville

74200

THONON LES BAINS

Pays

France

Nationalité

Française

N° de téléphone (facultatif)

N° de télécopie (facultatif)

Adresse électronique (facultatif)

Réservé à l'INPI

REMISE DES PIÈCES

DATE

2 JUIL 2002

LIEU

75 INPI PARIS

N° D'ENREGISTREMENT

0208248

NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI

DB 540 W / 260699

Vos références pour ce dossier :
(facultatif)

B 3406

6 MANDATAIRE

Nom

SAUVAGE

Prénom

Renée

Cabinet ou Société

CABINET SAUVAGE

N° de pouvoir permanent et/ou
de lien contractuel

Adresse

Rue

65 boulevard Soult

Code postal et ville

75012

PARIS

N° de téléphone (facultatif)

01 43 07 56 12

N° de télécopie (facultatif)

01 43 07 76 20

Adresse électronique (facultatif)

cs@cabinet-sauvage.com

7 INVENTEUR (S)

Les inventeurs sont les demandeurs

☒ Oui

☐ Non

Dans ce cas fournir une désignation d'inventeur(s) séparée

8 RAPPORT DE RECHERCHE

Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation)

Établissement immédiat
ou établissement différé

☐

☒

Paiement échelonné de la redevance

Paiement en trois versements, uniquement pour les personnes physiques

☐ Oui

☐ Non

**9 RÉDUCTION DU TAUX
DES REDEVANCES**

Uniquement pour les personnes physiques

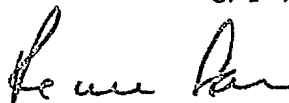
☐ Requête pour la première fois pour cette invention (joindre un avis de non-imposition)

☐ Requête antérieurement à ce dépôt (joindre une copie de la décision d'admission pour cette invention ou indiquer sa référence):

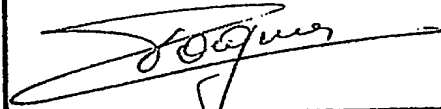
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite»,
indiquez le nombre de pages jointes

**10 SIGNATURE DU DEMANDEUR
OU DU MANDATAIRE**
(Nom et qualité du signataire)

Renée SAUVAGE (Mandataire -
CPI 92-1223)



**VISA DE LA PRÉFECTURE
OU DE L'INPI**



La présente invention concerne la correction de la presbytie.

Chez le sujet jeune jouissant d'une vision normale, le cristallin se comporte comme une lentille convexe à distance focale variable, et qui adapte sa puissance à la distance de l'objet observé pour que l'image se forme sur la rétine, phénomène connu sous le nom d'accommodation. Ainsi, si l'objet est à l'infini, l'image se forme sur la rétine alors que le cristallin est relativement plat, au repos ; par contre, si l'objet est proche ou très proche, il est nécessaire que le cristallin raccourcisse sa distance focale, en se cambrant, pour que l'image formée de l'objet puisse continuer à se former sur la rétine.

Avec l'âge, généralement autour de 45 ans, le cristallin grossit et ne dispose plus de la place qui lui est nécessaire pour pouvoir changer suffisamment de géométrie, pour assurer la mise au point en vision de près. Il est donc nécessaire de lui adjoindre un mode de correction, dont le plus courant est une paire de lunettes pour vision de près, à verres monofocaux, bifocaux, multifocaux ou progressifs.

En outre, le cristallin peut s'opacifier - état que l'on désigne par "cataracte" - au point de nuire gravement à la vision et de devoir être extrait pour rétablir le passage des rayons lumineux. Le patient, ainsi devenu aphake, est équipé, dans la plupart des cas, d'une lentille intraoculaire, dite "implant", pour assurer la formation sur la rétine des images des objets se trouvant à l'infini. De tels implants intraoculaires comportent une partie optique, assez semblable à une lentille de contact, d'où se projettent des "bras", appelés haptiques, qui servent à fixer l'implant dans l'oeil. Un patient aphake ainsi équipé ne peut plus accommoder du tout et il a besoin d'un équipement en lunettes pour sa vision intermédiaire et de près.

Diverses tentatives ont été faites pour remédier à la perte partielle ou totale de l'accommodation, autrement

qu'en ayant recours à des lunettes ou à des lentilles de contact progressives.

Ainsi, il a été proposé diverses techniques chirurgicales qui ne sont pas réservées aux personnes
5 aphakes :

- pour les patients phakes ou aphakes, la mise en place d'un implant diffractif ou multifocal (pré-irien ou intra-saculaire), visant à remplacer les verres de lunettes progressifs ;
- 10 - pour les patients phakes, la mise en place d'un implant intra-saculaire, "articulé" à la jonction entre la partie de l'implant et l'haptique, et devant permettre un léger mouvement de va-et-vient antéro-postérieur ;
- pour les patients phakes, la mise en place de
15 bandes d'expansion sclérales cherchant à redonner au cristallin la place nécessaire à ses changements de forme au cours de l'accommodation ;
- pour les personnes phakes, le modelage de la cornée au laser excimer visant à faire voisiner des zones de
20 puissances différentes et ainsi à générer des images nettes et floues selon la distance de l'objet observé, images que le cerveau est chargé respectivement de sélectionner ou de neutraliser.

Toutes ces techniques se sont avérées imparfaites,
25 peu satisfaisantes, voire inefficaces pour les raisons suivantes :

L'implant multifocal suppose que le cerveau puisse choisir en permanence entre une image nette et une image floue en neutralisant cette dernière, ce qui est, en
30 réalité, très aléatoire. De plus, l'implant ne présente pas d'incréments de puissance couvrant toutes les distances de façon à procurer une vision nette de 30 cm à l'infini.

L'implant articulé repose sur la conviction que le système "corps ciliaire - zonule - capsule cristal-
35 linienne" demeure performant et qu'il va exercer une pression plus ou moins importante sur les haptiques, induisant une translation sur l'axe antéro-postérieur de

qu'en ayant recours à des lunettes ou à des lentilles de contact progressives.

Ainsi, il a été proposé diverses techniques chirurgicales qui ne sont pas réservées aux personnes
5 aphakes :

- pour les patients phakes ou aphakes, la mise en place d'un implant diffractif ou multifocal (pré-irien ou intra-sacculaire), visant à remplacer les verres de lunettes progressifs ;

- 10 - pour les patients aphakes, la mise en place d'un implant intra-sacculaire, "articulé" à la jonction entre la partie de l'implant et l'haptique, et devant permettre un léger mouvement de va-et-vient antéro-postérieur ;

- 15 - pour les patients phakes, la mise en place de bandes d'expansion sclérales cherchant à redonner au cristallin la place nécessaire à ses changements de forme au cours de l'accommodation ;

- 20 - pour les personnes phakes, le modelage de la cornée au laser excimer visant à faire voisiner des zones de puissances différentes et ainsi à générer des images nettes et floues selon la distance de l'objet observé, images que le cerveau est chargé respectivement de sélectionner ou de neutraliser.

Toutes ces techniques se sont avérées imparfaites, peu satisfaisantes, voire inefficaces pour les raisons
25 suivantes :

L'implant multifocal suppose que le cerveau puisse choisir en permanence entre une image nette et une image floue en neutralisant cette dernière, ce qui est, en
30 réalité, très aléatoire. De plus, l'implant ne présente pas d'incréments de puissance couvrant toutes les distances de façon à procurer une vision nette de 30 cm à l'infini.

L'implant articulé repose sur la conviction que le système "corps ciliaire - zonule - capsule cristal-
35 linienne" demeure performant et qu'il va exercer une pression plus ou moins importante sur les haptiques, induisant une translation sur l'axe antéro-postérieur de

l'optique. Les résultats cliniques sont, ici encore, très aléatoires, peu reproductibles et sujets à caution quant à leur durée dans le temps, étant donné l'évolution du système "corps ciliaire - zonule - capsule cristallinienne".

Les bandes d'expansion sclérale ont fait la preuve de leur inefficacité.

Quant au modelage de la cornée au laser qui prétend amener une solution réfractive à un instant "t", il est, par définition, condamné dans le meilleur des cas à devoir être renouvelé. Il suppose, par ailleurs, une plasticité cérébrale.

La présente invention a pour objectif de remédier aux inconvénients des techniques précitées et, pour ce faire, elle repose sur une nouvelle approche du problème de la restauration de la fonction accommodative, tant chez les patients phakes que chez les patients aphakes.

L'invention repose sur le fait que l'accommodation est indissociable de la convergence. Ces deux phénomènes sont liés par une même innervation et constituent le réflexe "accommodation-convergence".

Chez le patient jouissant d'une vision normale, la transformation accommodative du cristallin est déclenchée par la perception, sur la rétine, d'une image floue générée par l'observation d'un objet proche de l'observateur : plus l'objet est proche, plus le cristallin accommode. Dans le même temps, pour voir un tel objet proche, l'observateur doit porter son regard sur lui, et il convergera d'autant plus que l'objet est plus proche.

L'invention exploite cette interrelation accommodation-convergence. Plus précisément, l'invention utilise la convergence comme moyen de commande de la géométrie de la partie optique d'un implant intra-oculaire.

L'état de convergence ne saurait cependant être utilisé directement : l'invention utilise, pour identifier un état de convergence et un degré de convergence, la pression exercée soit par les muscles droits externes sur

les globes oculaires, lorsque les muscles droits internes se contractent, soit la pression exercée sur les globes oculaires par les muscles droits internes contractés.

Plus précisément, à chaque fois qu'un oeil tourne
 5 vers l'intérieur, c'est sous l'effet de la contraction du muscle droit interne. Au cours du mouvement de rotation, l'insertion du muscle droit externe est projetée vers l'avant, plaquant l'extrémité du corps musculaire et le tendon sur le globe oculaire. Une pression est donc exercée
 10 sur le globe oculaire par le muscle droit externe. De même, une pression est exercée sur le globe oculaire par le muscle droit interne.

Pour qu'il y ait convergence, il faut que les deux yeux tournent vers l'intérieur et donc, en cas de
 15 convergence, une pression est exercée simultanément, sur leur globe oculaire respectif par les deux muscles droits externes, ainsi que par les deux muscles droits internes. C'est la simultanéité de pression côté externe sur les deux globes oculaires, ou la simultanéité de pression côté
 20 interne sur lesdits globes, qui est révélatrice de l'état de convergence car une pression, côté interne ou côté externe, constatée au niveau d'un seul des deux yeux traduira non pas une convergence, mais le fait que le patient regarde sur le côté opposé à l'oeil en question.

25 Ainsi, l'invention propose un procédé de cambrage temporaire d'une pièce souple approximativement en calotte sphérique, *en l'occurrence la partie optique d'un implant intra-oculaire*, caractérisé en ce qu'il consiste :

à munir ladite pièce souple, au voisinage de son bord
 30 libre, d'un moyen actionneur adapté à faire varier la longueur dudit bord libre ;

à mesurer une pression en au moins deux points éloignés l'un de l'autre, *en l'occurrence entre chacun des muscles droits externes (ou chacun des muscles droits*
 35 *internes) et le globe oculaire associé*, et à convertir chaque pression mesurée en un signal de pression ;

à comparer lesdits signaux de pression en provenance desdits deux points, et

5 s'ils satisfont à une relation prédéterminée, en l'occurrence une simultanéité, à envoyer un signal de commande agissant sur ledit moyen actionneur aux fins de modifier la longueur du bord libre de ladite pièce et, ce faisant, le ou les rayons de courbure de la calotte sphérique.

10 Dans l'application à la restauration de la fonction accommodative, le procédé selon l'invention consiste à envoyer ledit signal de commande si la comparaison desdits signaux de pression révèle une simultanéité de pression croissante au niveau desdits deux points éloignés (en l'occurrence, état de convergence croissante), auquel cas
15 le signal de commande agit sur ledit moyen actionneur pour réduire le ou les rayons de courbure de ladite calotte sphérique, c'est-à-dire de la partie optique de l'implant intra-oculaire qui réduit ainsi sa distance focale, ou une
20 simultanéité de pression décroissante en lesdits deux points éloignés (en l'occurrence, état de convergence décroissante), auquel cas le signal de commande agit sur ledit moyen actionneur pour augmenter le ou les rayons de courbure de ladite calotte sphérique, c'est-à-dire de la partie optique de l'implant intra-oculaire qui augmente
25 ainsi sa distance focale.

Naturellement, lors d'une phase de pression simultanée stable, le signal de commande maintient stable l'état du moyen actionneur.

30 L'implant intra-oculaire peut avoir ainsi un comportement qui se rapproche de celui d'un cristallin naturel et normal, de sorte que l'on peut considérer que l'implant intra-oculaire selon l'invention est "pseudo-accommodatif".

35 Chaque signal de pression est, de préférence, proportionnel à la pression mesurée, de façon à "doser" la pseudo-accommodation en fonction de l'intensité de la convergence et, en pratique, le signal de commande est

proportionnel à la moyenne des deux signaux de pression satisfaisant à la condition prédéterminée.

L'invention vise également un équipement optique du type comprenant deux implants intraoculaires composés
5 chacun d'une partie optique souple approximativement en calotte sphérique et d'haptiques pour l'immobilisation dudit implant en place, caractérisé en ce qu'il comprend :

deux tels implants dont la partie optique est pourvue, au voisinage de son bord libre, d'un moyen
10 actionneur adapté à faire varier la longueur dudit bord en réponse à un signal de commande ;

deux capteurs de pression situés à l'écart l'un de l'autre, en l'occurrence entre l'insertion du muscle droit
15 externe (ou du muscle droit interne) et le globe oculaire, et adaptés à mesurer chacun une pression et à la transformer en un signal de pression ;

un comparateur adapté à comparer les signaux de pression générés par les deux capteurs et, s'ils satisfont à une condition prédéterminée, à envoyer un signal de
20 "condition satisfaite" à un relais associé chacun à un implant ; et

deux tels relais adaptés chacun à envoyer, à la réception d'un signal de "condition satisfaite", un signal de commande au moyen actionneur de son implant associé.

25 Le comparateur peut être un moyen distinct des capteurs de pression, mais dans une forme d'exécution préférée, chaque capteur de pression assure à la fois la fonction de dispositif de mesure de la pression au point où il se trouve, la fonction de comparateur de la pression
30 qu'il mesure à la pression mesurée par l'autre capteur de pression et, si la condition est satisfaite, la fonction de transmetteur de signal de "condition satisfaite".

De préférence, les capteurs sont des composants électroniques téléalimentés et assurant la télétransmission
35 des signaux de mesure de pression et, le cas échéant, des signaux de "condition satisfaite".

De même, le ou lesdits relais sont des composants électroniques téléalimentés et assurant la télétransmission des signaux de commande, sur réception d'un signal de "condition satisfaite".

5 Dans une forme d'exécution pratique, chaque moyen actionneur peut comprendre un fil de matériau de longueur variable solidarisé à la périphérie du bord libre de la partie optique d'un implant et un dispositif adapté à modifier la longueur dudit fil, ledit dispositif, 10 téléalimenté, étant télécommandé par l'un desdits relais.

L'invention étend, en outre, sa portée à un implant intra-oculaire composé d'une partie optique souple approximativement en calotte sphérique et d'haptiques pour son immobilisation en place, caractérisé en ce qu'il 15 comprend un moyen actionneur comprenant un fil de matériau de longueur variable solidarisé à la périphérie du bord libre de ladite partie optique et d'un dispositif, adapté à modifier la longueur dudit fil, ledit dispositif étant adapté à être téléalimenté et à être télécommandé.

20 L'invention sera décrite avec davantage de détails ci-après en se référant aux dessins annexés dans lesquels :

- les figures 1a et 1b représentent schématiquement les deux globes oculaires d'un patient, respectivement, en vision de loin et en vision de près, avec leurs muscles 25 droits et l'emplacement des capteurs de pression, dans une forme d'exécution possible de l'invention ;

- les figures 2a-d illustrent diverses positions des yeux d'un patient, avec en parallèle la traduction en matière de détection de pression ;

30 - la figure 3 est un schéma fonctionnel explicitant le procédé selon l'invention ;

- la figure 4 représente schématiquement un implant intra-oculaire selon l'invention ; et

35 - les figures 5a et 5b représentent, à plus grande échelle, la zone de recouvrement des brins du fil ceinturant la partie optique de l'implant selon

l'invention, respectivement, en vision de loin et en vision de près.

Si l'on se reporte à la figure 1a, on voit, les deux globes oculaires 1d et 1g d'un patient avec leurs muscles droits externe et interne respectifs 2de, 2di et 2ge, 2gi, dont aucun n'est contracté, de sorte que les yeux regardent droit devant, en vision de loin.

Pour observer un objet proche, le patient doit converger et, pour ce faire, tourner son oeil droit vers la gauche et son oeil gauche vers la droite. A cette fin, les muscles droits internes 2di', 2gi' se contractent, contraignant le globe oculaire à tourner, ce qui impose à l'insertion des muscles droits externes 2de', 2ge' de se projeter vers l'avant en plaquant l'extrémité du corps musculaire et le tendon contre leur globe oculaire respectif, comme le montre la figure 1b. Ce faisant, les muscles 2de', 2ge' exercent une pression sur leur globe oculaire, pression qui peut être détectée et quantifiée en plaçant un dispositif approprié dans la zone 3d, 3g sous le tendon d'insertion du muscle.

Les figures 2a-2d mettent en parallèle la position des yeux du patient et la détection ou non de pression.

A la figure 2a, le patient regarde devant lui, comme à la figure 1a. Aucune pression n'est exercée en 3d ou 3g.

A la figure 2b, le patient regarde à gauche : une pression est exercée au niveau 3d (figure 1b), mais pas au niveau 3g (figure 1b).

A la figure 2c, le patient regarde à droite : une pression est exercée au niveau 3g (figure 1b), mais pas au niveau 3d (figure 1b).

A la figure 2d, le patient converge : une pression est exercée simultanément au niveau 3g et au niveau 3d. C'est cette simultanéité qui traduit l'état de convergence. En l'absence de simultanéité, le procédé et l'équipement selon l'invention restent inactifs.

La figure 3 illustre le principe du procédé selon l'invention. Il est représenté en 4d et 4g des jauges de

contraintes, pouvant être réalisées à partir de capteurs de pression absolus miniatures qui sont insérés, comme indiqué plus haut, en 3d,3g (voir figures 1a, 1d) sous le tendon d'insertion des muscles droits externes. Il peut s'agir de

5 microstructures millimétriques sur silicium qui sont alimentées sans contact et sans batterie, comme par induction. De tels systèmes comprennent un élément sensible, un convertisseur et un coupleur associé à une antenne secondaire permettant la téléalimentation du

10 système et la télétransmission de la mesure de pression.

Plus précisément, l'élément sensible est une microstructure mécanique se déformant sous l'effet d'une force, en l'occurrence de la pression qu'elle subit, déformation qui provoque la modification de capacités

15 intégrées dans l'ensemble sensible. La valeur électrique des variations de capacités est transformée en signal numérique par le convertisseur et ce signal de pression numérisé est transmis à l'autre jauge de contrainte, et réciproquement, à des fins de comparaison. Pour ce faire,

20 un champ électrique externe alimente le convertisseur, via l'antenne secondaire, et les signaux de pression numérisés sont transmis d'une jauge de contrainte à l'autre par le biais d'une modulation dudit champ magnétique.

Les jauges de contrainte 4d et 4g sont ainsi capables

25 de détecter et de quantifier la pression à laquelle elles sont soumises et à se communiquer l'une l'autre leur information de pression.

Par référence aux figures 3a-3d, cette communication peut être inexistante (-/-), auquel cas il ne se passe rien.

30 Elle peut également être unilatérale (+/- ou -/+), auquel cas il ne se passe rien non plus. Ce n'est que lorsqu'elle est mutuelle et simultanée (+/+) que chaque jauge constate que l'on se trouve en état de convergence et envoie un signal de "condition satisfaite" Scs à un relais

35 électronique, respectivement 5d et 5g. Chaque signal de condition satisfaite Scs est proportionnel à la pression mesurée à chaque instant donné par la jauge de contrainte

contraintes, pouvant être réalisées à partir de capteurs de pression absolus miniatures qui sont insérés, comme indiqué plus haut, en 3d,3g (voir figures 1a, 1d) sous le tendon d'insertion des muscles droits externes. Il peut s'agir de

5 microstructures millimétriques sur silicium qui sont alimentées sans contact et sans batterie, comme par induction. De tels systèmes comprennent un élément sensible, un convertisseur et un coupleur associé à une

10 antenne secondaire permettant la téléalimentation du système et la télétransmission de la mesure de pression.

Plus précisément, l'élément sensible est une microstructure mécanique se déformant sous l'effet d'une force, en l'occurrence de la pression qu'elle subit, déformation qui provoque la modification de capacités

15 intégrées dans l'ensemble sensible. La valeur électrique des variations de capacités est transformée en signal numérique par le convertisseur et ce signal de pression numérisé est transmis à l'autre jauge de contrainte, et réciproquement, à des fins de comparaison. Pour ce faire,

20 un champ magnétique externe alimente le convertisseur, via l'antenne secondaire, et les signaux de pression numérisés sont transmis d'une jauge de contrainte à l'autre par le biais d'une modulation dudit champ magnétique.

Les jauges de contrainte 4d et 4g sont ainsi capables

25 de détecter et de quantifier la pression à laquelle elles sont soumises et à se communiquer l'une l'autre leur information de pression.

Par référence aux figures 3a-3d, cette communication peut être inexistante (-/-), auquel cas il ne se passe rien.

30 Elle peut également être unilatérale (+/- ou -/+), auquel cas il ne se passe rien non plus. Ce n'est que lorsqu'elle est mutuelle et simultanée (+/+) que chaque jauge constate que l'on se trouve en état de convergence et envoie un

35 signal de "condition satisfaite" Scs à un relais électronique, respectivement 5d. et 5g. Chaque signal de condition satisfaite Scs est proportionnel à la pression mesurée à chaque instant donné par la jauge de contrainte

concernée 4d,4g ou, mieux, proportionnel à la moyenne des pressions mesurées par les deux jauges de contrainte 4d,4g à chaque instant donné. Il s'ensuit que le signal Scs peut traduire aussi bien un état plus ou moins convergent, selon
 5 la distance de l'objet en vision de près, ou de plus en plus convergent, si l'objet se rapproche, qu'un état de moins en moins convergent (retour à la vision de loin).

Chaque relais 5d,5g envoie un signal de commande, Sc, proportionnel au signal de condition satisfaite Scs, à un
 10 actionneur 10d,10g comprenant un fil en boucle ouverte 9a,9b qui ceinture respectivement la partie optique 7d,7g d'un implant intra-oculaire droit et d'un implant intra-oculaire gauche, et qui est adapté à modifier les rayons de courbure de ladite partie optique et, par
 15 conséquent, la puissance de ladite partie optique, sous l'effet d'un dispositif 11 inclut dans l'actionneur 10.

Le dispositif 11 en question revêt également, de préférence, la forme d'un microsystème opérant sans contact et dépourvu de batterie. Ce microsystème comporte une
 20 partie mécanique, comme on le verra plus loin, et un coupleur de type radiofréquence associé à une antenne secondaire permettant la téléalimentation du microsystème et la réception des signaux de commande.

Dans une forme d'exécution de l'invention, les relais
 25 électroniques 5d et 5g sont intégrés dans une monture de lunettes, comme le sont également des micro-batteries qui alimentent les jauges de contrainte 4d, 4g et les actionneurs 10d,10g. La monture de lunettes comprend également quatre antennes primaires qui génèrent le champ
 30 magnétique nécessaire à l'alimentation des deux jauges de contrainte 4d,4g et des deux actionneurs 10d,10g, ainsi qu'un calculateur permettant de numériser les mesures de pression effectuées par les jauges de contrainte, aux fins de générer un signal Sc, proportionnel auxdites mesures de
 35 pression, pour transmission aux actionneurs.

Si l'on en vient à la figure 4, on voit une représentation schématique d'un implant intra-oculaire

pseudo-accommodatif selon l'invention. D'une manière connue en soi, l'implant comporte une partie optique 7 et des haptiques 8a,8b. Selon l'invention, la partie optique 7 est ceinturée par un fil de matériau revêtant la forme d'une

5 boucle ouverte refermée sur elle-même par chevauchement de ses brins, et qui est incluse dans une gorge prévue à la périphérie de la partie optique. La longueur de cette ceinture est variable, selon le chevauchement plus ou moins important des brins de la bouche de fil, comme le montrent

10 les figures 5a et 5b. Ainsi, en l'absence d'accommodation, le recouvrement entre les brins 9a,9b est minimal alors qu'en cas d'accommodation, ce recouvrement est d'autant plus marqué que l'accommodation doit être plus forte (autrement dit que le signal de commande Sc traduit une

15 pression plus élevée au niveau des jauges de contrainte 4d,4g). Plus le recouvrement est marqué, plus le périmètre de la partie optique 7 se trouve réduit et plus les deux faces de cette partie optique se bombent, avec une augmentation de puissance correspondante.

20 Pour un implant de 6 mm de diamètre, soit un périmètre de 18,84 mm, une diminution de 1,82 mm du périmètre correspond à une augmentation de 3 dioptries de puissance réfractive (ce qui représente une accommodation sub-maximale, l'accommodation maximale étant de

25 3,5 dioptries).

Pour ce faire, l'un des brins de la boucle se prolonge par l'une des haptiques 8b, celle-ci comportant, à son extrémité proximale, c'est-à-dire immédiatement voisine de la partie optique 7, un actionneur électrostatique 10

30 dont la course maximale correspond, à la gamme maximale de variation du périmètre de la ceinture de la partie optique 7. Une antenne secondaire est prévue sur l'haptique 8b pour recevoir les modulations du champ magnétique qui véhiculent le signal de commande Sc agissant sur l'actionneur 10.

35 L'implant pseudo-accommodatif selon l'invention sera placé soit dans le sac cristallinien vidé de son contenu lors d'une chirurgie de la cataracte (patient aphake), soit

en chambre antérieure (c'est-à-dire, devant l'iris) chez le patient phake.

Chirurgicalement, tous les gestes utilisés pour la mise en oeuvre du procédé sont classiques. L'opération de la cataracte est standardisée, de même que la mise en place d'un implant dans le sac capsulaire. L'insertion d'un implant en chambre antérieure chez le sujet phake est également un geste bien codifié. Quant à la mise en place d'une jauge de contrainte sous le muscle droit externe, elle fait appel à la technique chirurgicale de traitement du strabisme.

Il est bien entendu que l'invention n'est pas limitée à la forme d'exécution décrite et représentée. En particulier, au lieu d'être implantés entre le point d'insertion des muscles droits externes et le globe oculaire comme représenté aux figures 1a et 1b, les capteurs de pression pourraient être implantés entre l'insertion des muscles droits internes et le globe oculaire. Par ailleurs, au lieu d'alimenter l'ensemble des composants au moyen d'une batterie placée dans une monture de lunettes, on pourra sans doute, dans un avenir proche, et grâce à la miniaturisation des éléments et l'utilisation de micro-batteries implantées rechargeables, embarquer tout l'équipement nécessaire dans et autour de l'oeil du patient.

REVENDICATIONS

1 - Procédé de cambrage temporaire d'une pièce souple
(7) approximativement en calotte sphérique, caractérisé en
5 ce qu'il consiste :

à munir ladite pièce souple (7), au voisinage de son
bord libre, d'un moyen actionneur (10) adapté à faire
varier la longueur dudit bord libre ;

à mesurer une pression en au moins deux points
10 (3d,3g) éloignés l'un de l'autre et à convertir chaque
pression mesurée en un signal de pression ;

à comparer lesdits signaux de pression en provenance
desdits deux points (3d,3g), et

s'ils satisfont à une relation prédéterminée, à
15 envoyer un signal de commande (Sc) agissant sur ledit moyen
actionneur (10) aux fins de modifier la longueur du bord
libre de ladite pièce (7) et, ce faisant, le ou les rayons
de courbure de la calotte sphérique.

2 - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en
20 ce qu'il consiste à envoyer ledit signal de commande (Sc)
si la comparaison desdits signaux de pression révèle une
simultanéité de pression croissante au niveau desdits deux
points éloignés (3d,3g), auquel cas le signal de commande
agit sur ledit moyen actionneur (10) pour réduire le ou les
25 rayons de courbure de ladite calotte sphérique (7).

3 - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en
ce qu'il consiste à envoyer ledit signal de commande (Sc)
si la comparaison desdits signaux de pression révèle une
simultanéité de pression décroissante en lesdits deux
30 points éloignés (3d,3g), auquel cas le signal de commande
(Sc) agit sur ledit moyen actionneur (10) pour augmenter le
ou les rayons de courbure de ladite calotte sphérique (7).

4 - Procédé selon l'une quelconque des revendications
1 à 3, caractérisé en ce que chaque signal de pression est
35 proportionnel à la pression mesurée.

5 - Procédé selon la revendication 5, caractérisé en
ce que le signal de commande (Sc) est proportionnel à la

REVENDECATIONS

1 - Equipement optique du type comprenant deux implants intraoculaires composés chacun d'une partie
5 optique souple approximativement en calotte sphérique (7) et d'haptiques (8a,8b) pour l'immobilisation dudit implant en place, caractérisé en ce qu'il comprend :

deux tels implants dont la partie optique (7) est pourvue, au voisinage de son bord libre, d'un moyen
10 actionneur (10) adapté à faire varier la longueur dudit bord en réponse à un signal de commande (Sc) ;

deux capteurs de pression (4d,4g) situés à l'écart (3d,3g) l'un de l'autre et adaptés à mesurer chacun une pression et à la transformer en un signal de pression ;

15 un comparateur adapté à comparer les signaux de pression générés par les deux capteurs et, s'ils satisfont à une condition prédéterminée, à envoyer un signal de "condition satisfaite" (Scs) à un relais associé (5d,5g) chacun à un implant ; et

20 deux tels relais (5d,5g) adaptés chacun à envoyer, à la réception d'un signal de "condition satisfaite" (Scs), un signal de commande (Sc) au moyen actionneur (10) de son implant associé.

2 - Equipement selon la revendication 1, caractérisé
25 en ce que chaque capteur de pression (4d,4g) assure à la fois la fonction de dispositif de mesure de la pression au point où il se trouve, la fonction de comparateur de la pression qu'il mesure à la pression mesurée par l'autre capteur de pression et, si la condition est satisfaite, la
30 fonction de transmetteur de signal de "condition satisfaite" (Scs).

3 - Equipement selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que lesdits capteurs (4d,4g) sont des composants électroniques téléalimentés et assurant la
35 télétransmission des signaux de mesure de pression et, le cas échéant, des signaux de "condition satisfaite" (Scs).

moyenne des deux signaux de pression satisfaisant à la condition prédéterminée.

6 - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que la pièce souple approximativement en calotte sphérique (7) est la partie optique d'un implant intra-oculaire.

7 - Equipement optique du type comprenant deux implants intraoculaires composés chacun d'une partie optique souple approximativement en calotte sphérique (7) et d'haptiques (8a,8b) pour l'immobilisation dudit implant en place, caractérisé en ce qu'il comprend :

deux tels implants dont la partie optique (7) est pourvue, au voisinage de son bord libre, d'un moyen actionneur (10) adapté à faire varier la longueur dudit bord en réponse à un signal de commande (Sc) ;

deux capteurs de pression (4d,4g) situés à l'écart (3d,3g) l'un de l'autre et adaptés à mesurer chacun une pression et à la transformer en un signal de pression ;

un comparateur adapté à comparer les signaux de pression générés par les deux capteurs et, s'ils satisfont à une condition prédéterminée, à envoyer un signal de "condition satisfaite" (Scs) à un relais associé (5d,5g) chacun à un implant ; et

deux tels relais (5d,5g) adaptés chacun à envoyer, à la réception d'un signal de "condition satisfaite" (Scs), un signal de commande (Sc) au moyen actionneur (10) de son implant associé.

8 - Equipement selon la revendication 7, caractérisé en ce que chaque capteur de pression (4d,4g) assure à la fois la fonction de dispositif de mesure de la pression au point où il se trouve, la fonction de comparateur de la pression qu'il mesure à la pression mesurée par l'autre capteur de pression et, si la condition est satisfaite, la fonction de transmetteur de signal de "condition satisfaite" (Scs).

9 - Equipement selon l'une quelconque des revendications 7 ou 8, caractérisé en ce que lesdits

4 - Equipement selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que le ou lesdits relais (5d,5g) sont des composants électroniques téléalimentés et assurant la télétransmission des signaux de commande, sur réception d'un signal de "condition satisfait".

5 - Equipement selon la revendication 6, caractérisé en ce que chaque moyen actionneur (10) comprend un fil de matériau (9a,9b) de longueur variable solidarisé à la périphérie du bord libre de la partie optique (7) d'un implant et un dispositif (11) adapté à modifier la longueur dudit fil, ledit dispositif (11), téléalimenté, étant télécommandé par l'un desdits relais (5d,5g).

6 - Implant intra-oculaire composé d'une partie optique souple approximativement en calotte sphérique (7) et d'haptiques (8a,8b) pour son immobilisation en place, caractérisé en ce qu'il comprend un moyen actionneur (10) comprenant un fil (9a,9b) de matériau de longueur variable solidarisé à la périphérie du bord libre de ladite partie optique (7) et un dispositif (11), adapté à modifier la longueur dudit fil (9a,9b), ledit dispositif (11) étant adapté à être téléalimenté et à être télécommandé.

capteurs (4d,4g) sont des composants électroniques téléalimentés et assurant la télétransmission des signaux de mesure de pression et, le cas échéant, des signaux de "condition satisfaite" (Scs).

5 10 - Equipement selon l'une quelconque des revendications 7 à 9, caractérisé en ce que le ou lesdits relais (5d,5g) sont des composants électroniques téléalimentés et assurant la télétransmission des signaux de commande, sur réception d'un signal de "condition
10 satisfaite".

 11 - Equipement selon la revendication 10, caractérisé en ce que chaque moyen actionneur (10) comprend un fil de matériau (9a,9b) de longueur variable solidarisé à la périphérie du bord libre de la partie optique (7) d'un
15 implant et un dispositif (11) adapté à modifier la longueur dudit fil, ledit dispositif (11), téléalimenté, étant télécommandé par l'un desdits relais (5d,5g).

 12 - Implant intra-oculaire composé d'une partie optique souple approximativement en calotte sphérique (7)
20 et d'haptiques (8a,8b) pour son immobilisation en place, caractérisé en ce qu'il comprend un moyen actionneur (10) comprenant un fil (9a,9b) de matériau de longueur variable solidarisé à la périphérie du bord libre de ladite partie optique (7) et un dispositif (11), adapté à modifier la
25 longueur dudit fil (9a,9b), ledit dispositif (11) étant adapté à être téléalimenté et à être télécommandé.

1/4

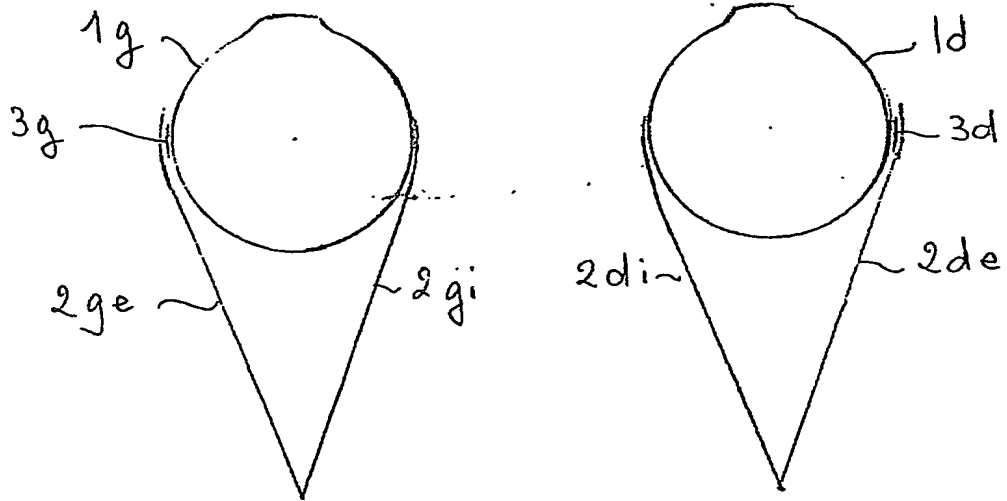


Fig 1a

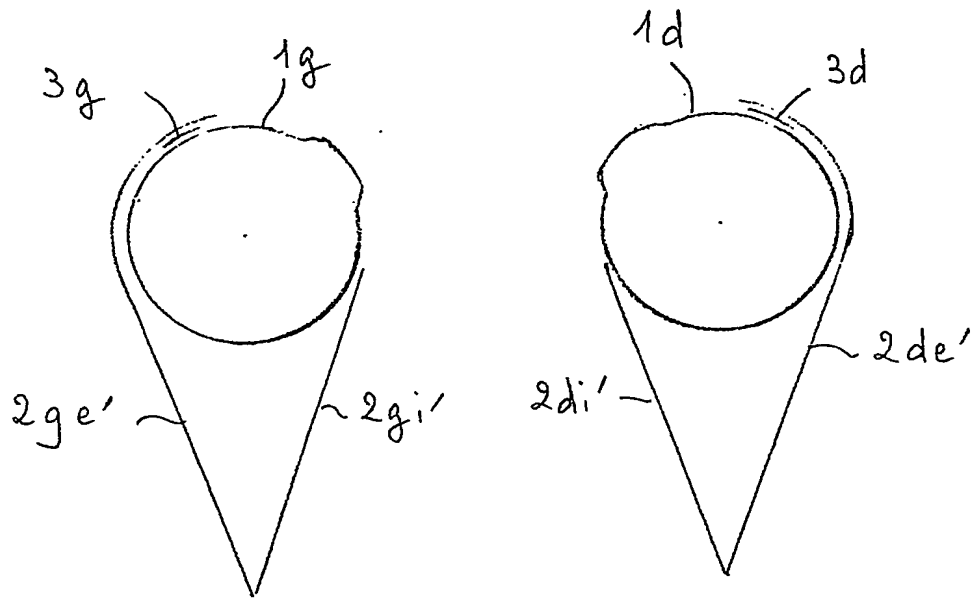


Fig 1b

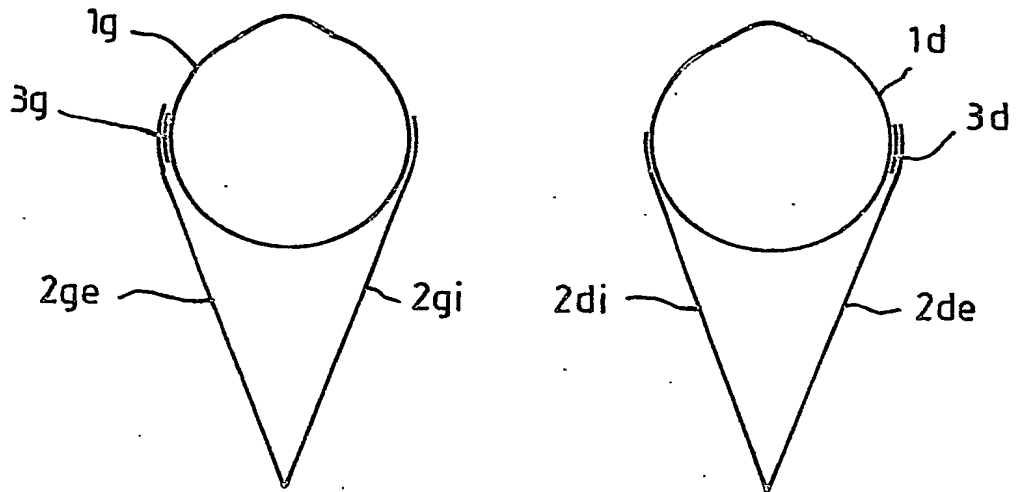


FIG 1a

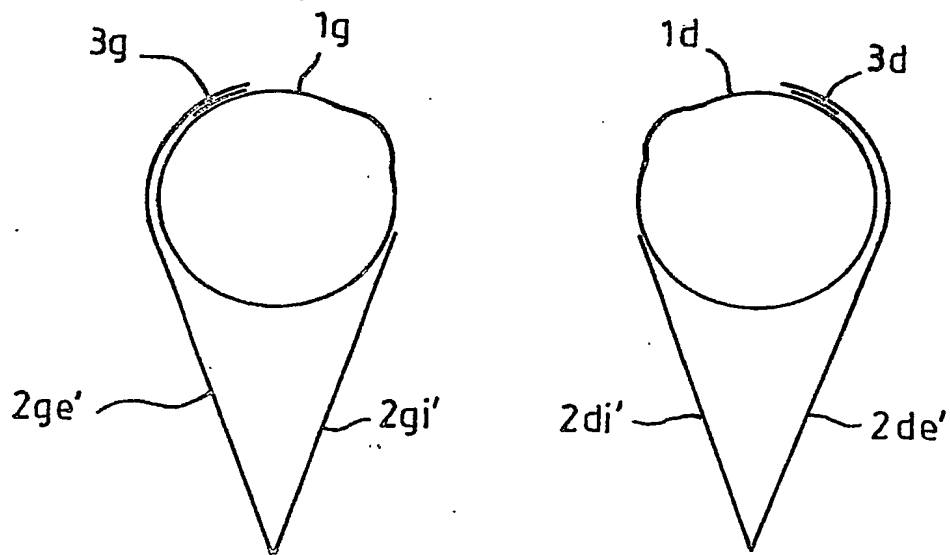


FIG 1b

2/4



Fig 2a



Fig 2b



Fig 2c



Fig 2d



FIG 2a



FIG 2b



FIG 2c



FIG 2d

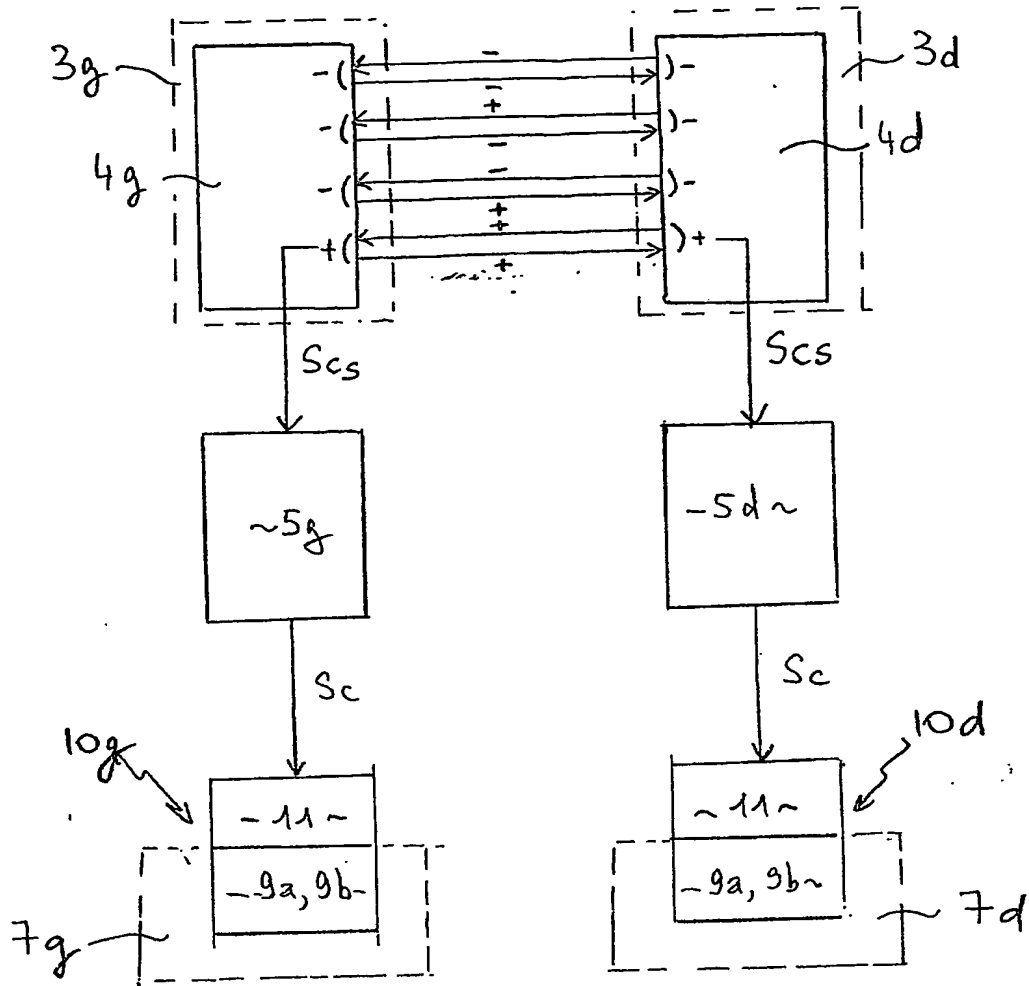


Fig 3

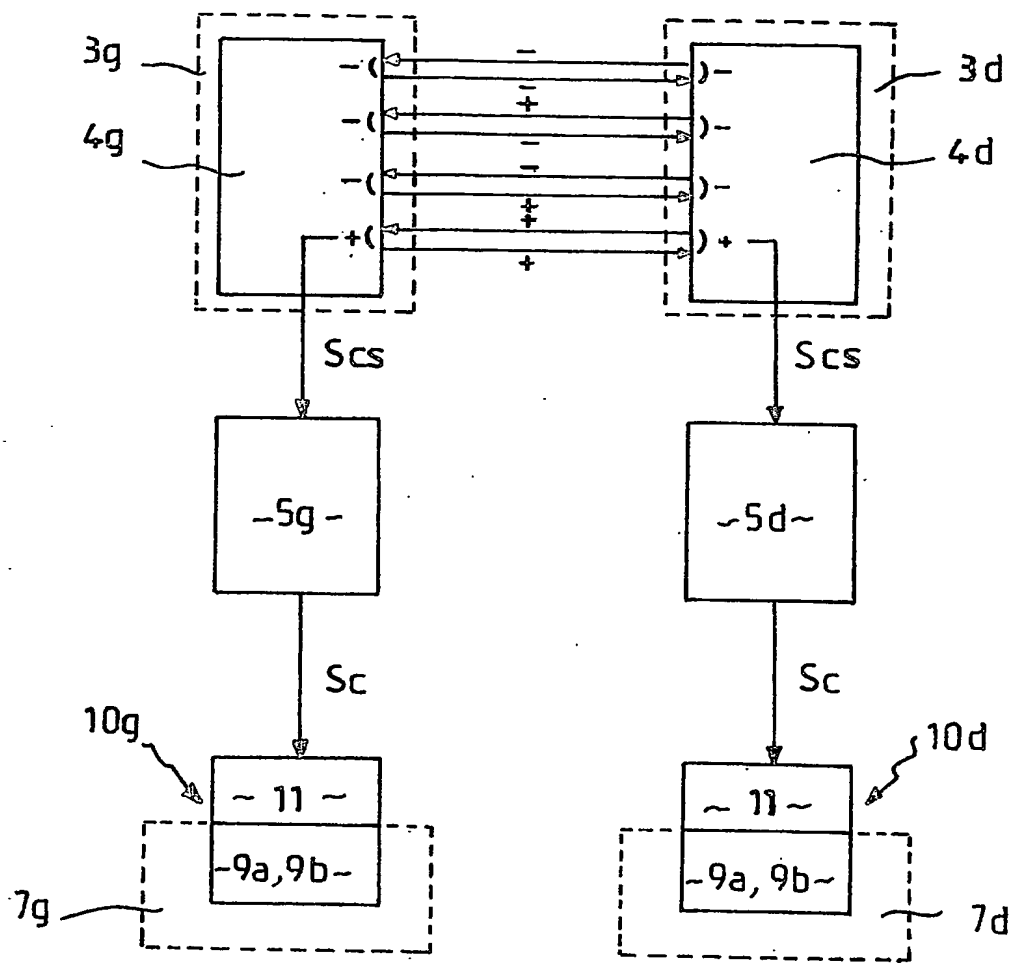


FIG 3

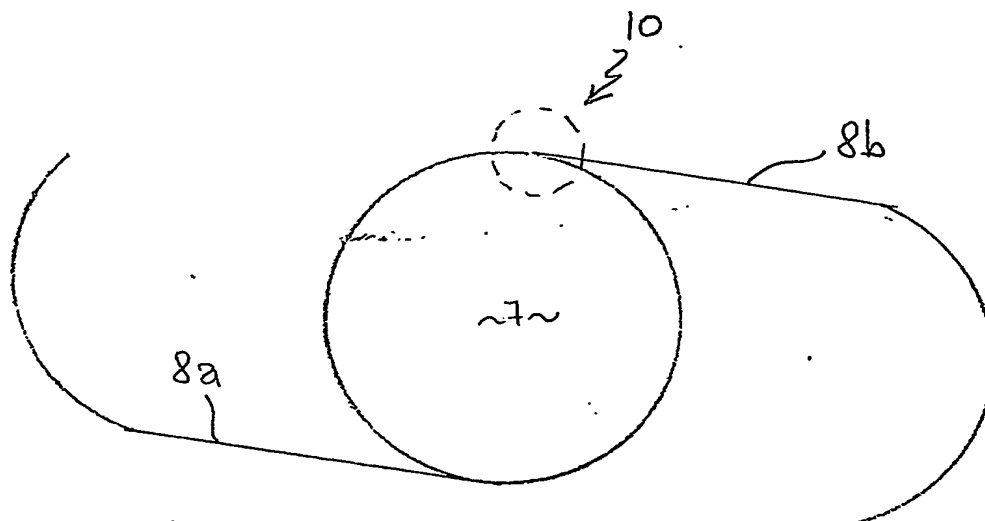


Fig 4

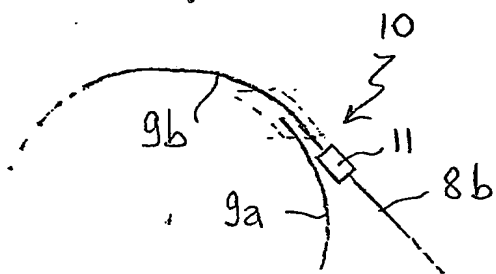


Fig 5a

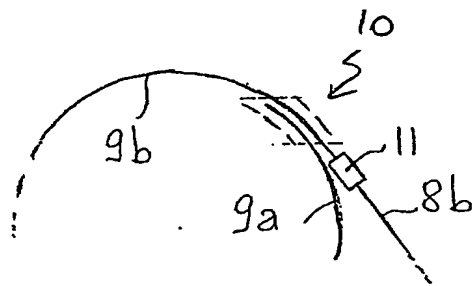


Fig 5b

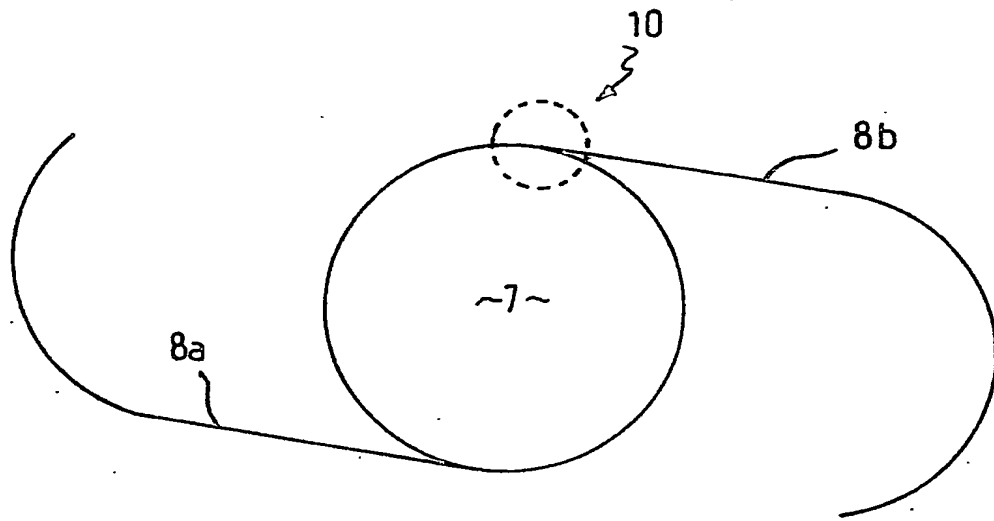


FIG 4

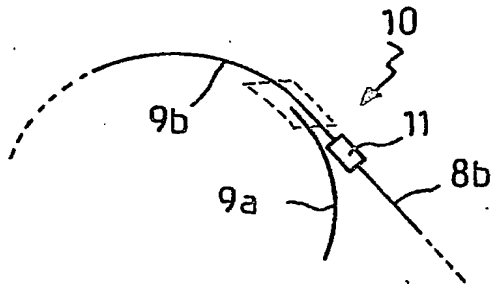


FIG 5a

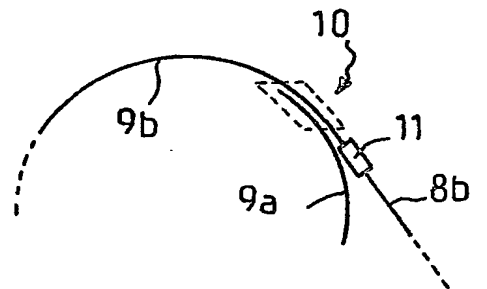


FIG 5b

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.